

Aleksander SOBOTNICKI

Leszek MARKIEWICZ

Arkadiusz GERTYCH

Instytut Elektroniki, Politechnika Śląska

## STANOWISKO LABORATORYJNE DO BADANIA PULSOOKSYMETRÓW

**Streszczenie.** Artykuł opisuje stanowisko laboratoryjne służące do badania pulsooksymetrów. W szczególności dotyczy fizycznego modelu obiektu żywego umożliwiającego wykonywanie testów tych urządzeń.

Pulsooksymetria jest nowoczesną metodą pomiarów medycznych, która pozwala na określenie utlenowania krwi, tzw. wskaźnika saturacji  $\text{SaO}_2\%$  oraz wartości pulsu. Opiera się ona na analizie promieniowania świetlnego przenikającego żywy obiekt. Zasada działania zaprojektowanego testera polega na symulowaniu własności optycznych żywych tkanek poprzez sztuczną modulację światła.

Tester współpracujący z komputerem PC, oprogramowanie oraz pulsooksymetr Novamatrix tworzą stanowisko laboratoryjne. Może być ono wykorzystane w celach dydaktycznych oraz pomocne podczas projektowania i serwisu pulsooksymetrów.

## A LABORATORY STAND FOR TESTING OF PULSE OXIMETERS

**Summary.** This article describes a laboratory stand for testing of pulse oximeters. It contains the physical model of the living object which allows testing of the pulse oximeters.

Pulse oximetry is a modern method of medical measurements which allows monitoring oxygen saturation  $\text{SaO}_2\%$  and pulse rate. This method consists in analysis of optical radiation transmitted through the living object. The principle of work of the tester is based on the simulation of the optical properties of the living tissues. It is realised by artificial modulation of the light.

A laboratory stand consists of the tester co-operating with PC, the software and the pulse oximeter Novamatrix. It can be used for the purpose of education, however, it seems to be useful in aiding design and service of the pulse oximeters.

## 1. Wstęp

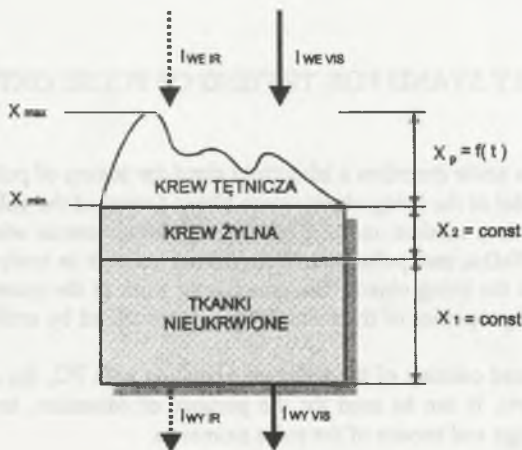
Pomiar wskaźnika saturacji  $SaO_{2\%}$  umożliwia kontrolę zaopatrywania żywych tkanek organizmu w tlen. Ma duże znaczenie diagnostyczne w wypadku niedotlenienia krwi. Do pomiaru  $SaO_{2\%}$  medycyna stosuje obecnie metody inwazyjne polegające na pomiarach spektrofotometrycznych próbek krwi pobieranych z tętnicy oraz nieinwazyjną metodę pulsooksymetryczną. Pomiar oparty jest na podstawowej zależności definiującej wskaźnik saturacji:

$$SaO_{2\%} = \frac{HbO_{2\%}}{HbO_{2\%} + Hb\%} \quad (1)$$

gdzie:  $HbO_{2\%}$  to hemoglobina utlenowana, a  $Hb\%$  - hemoglobina zredukowana [1].

Specyfika widma absorpcji promieniowania optycznego przechodzącego przez krew [2], jaką nadaje mu kombinacja hemoglobiny utlenowanej i zredukowanej oraz cykliczny, zgodny z rytmem fali tętna napływ utlenowanej krwi do naczyń tętniczych, to cechy organizmu umożliwiające przeprowadzanie pomiarów pulsooksymetrycznych.

Żywy obiekt, którego strukturę przedstawia rys. 1, poddawany jest prześwietleniu promieniowaniem  $I_{WE}$  o dwóch długościach fali - z zakresu światła widzialnego VIS (660 nm) i bliskiej podczerwieni IR (940 nm). Promieniowanie  $I_{WY}$  niesie informację o mierzonym parametrze  $SaO_{2\%}$ .



Rys. 1. Budowa badanego obiektu żywego  
Fig. 1. Structure of an examined living object

Prześwietlenie realizowane jest za pomocą czujnika zawierającego fotoemitery w postaci diod elektroluminescencyjnych oraz fotodetektora (fotodioda). Realizowana jest podstawowa zależność:

$$I_{WE} \rightarrow I_{WY} \rightarrow Y \rightarrow SaO_2 \quad (2)$$

gdzie: -  $I_{WE}$  - natężenie promieniowania padającego na obiekt;

-  $I_{WY}$  - natężenie promieniowania przenikającego obiekt;

-  $Y$  - sygnał na wyjściu układu pomiarowego.

Poszukiwana wartość  $SaO_2$  jest funkcją  $Y_{VIS}$  oraz  $Y_{IR}$ :

$$SaO_2 = f(Y_{VIS}, Y_{IR}) \quad (3)$$

Metoda pulsacyjna pomiaru wskaźnika saturacji w oparciu o krzywą tętna odebraną z fotodetektora uniezależnia wynik pomiaru od całkowitej absorpcji światła w prześwietlanej tkance, gdyż opiera się wyłącznie na analizie przyrostów pochłaniania wywołanych dopływającą krwią tętniczną.

### 1.1. Matematyczny model obiektu

Pomiar pulsooksymetryczny jest wykonalny, jeżeli istnieje możliwość analizy zmian natężenia promieniowania transmitowanego przez badany obiekt dla dwóch długości fali. Jej wyniki dostarczają informacji o mierzonym parametrze  $SaO_2$ . Sama analiza musi jednak opierać się na ściśle określonej funkcji przetwarzania pulsooksymetru.

Przyjęto matematyczny model obiektu żywego [3] umożliwiający stworzenie teoretycznej funkcji przetwarzającej dostępne na podstawie pomiarów wielkości natężenia promieniowania na saturację tlenową  $SaO_2$  obiektu.

Promieniowanie padające na powierzchnię wejściową obiektu zostaje w różnych jego frakcjach zaabsorbowane, rozproszone i przepuszczone. O charakterze i udziale poszczególnych zjawisk decyduje struktura wewnętrzna obiektu. Zarówno absorpcja, jak i rozpraszanie zależą od długości fali promieniowania. W badaniach parametrów promieniowania przepuszczanego przez badany obiekt praktyczne znaczenie ma transmitancja  $T = I_{WY}/I_{WE}$ , która określa przepuszczalność obiektu oraz gęstość optyczną zdefiniowaną jako:  $D = \log I/T$ .

Do matematycznego modelowania przyjęto, że na obiekt przedstawiony na rysunku 1 składają się: krew tętnicza 1%, krew żylna 2%, pozostałe tkanki 97%. Jego całkowita grubość  $x_{max}$  wynosi 1 cm, a poszczególne składowe:  $x_1 = 0,97$ ,  $x_2 = 0,02$  cm,  $x_p = 0,01$  cm.

Informacja o mierzonym parametrze  $SaO_2$  zawarta jest w przyrostach wielkości  $\Delta x(t)$ ,  $\Delta I_{wy}(t)$ , wynikających z pulsacji tętnicznych, które modulują grubość obiektu, równoważną długości drogi optycznej promieniowania przenikającego. Badany obiekt może znajdować się w dwóch ekstremalnych stanach:

- **stan odniesienia** - odpowiadający całkowitemu skurczowi tętnic; grubość obiektu jest w tym stanie równa sumie grubości warstwy tkanek nieukrwionych i warstwy krwi żyłnej:  $x_{min} = x_1 + x_2$ ; całkowita transmitancja osiąga wartość maksymalną  $T_{c\ max}$ , przy czym nie niesie ona w sobie informacji o  $SaO_2$ ;
- **stan pulsacji** - odpowiada pełnemu napływowi krwi tętnicznej do naczyń powodujących ich maksymalne rozszerzenie; grubość obiektu równa jest teraz sumie grubości wszystkich warstw: tkanek nieukrwionych, krwi żyłnej, krwi tętnicznej  $x_{max} = x_1 + x_2 + x_p$ ; transmitancja całkowita osiąga wartość minimalną  $T_{c\ min}$ , a jej zmiana niesie w sobie informację o mierzonym parametrze  $SaO_2$ .

Na podstawie analizy właściwości tkanek tworzących poszczególne warstwy obiektu w obu tych stanach wyznaczona została ogólna funkcja przetwarzająca parametry promieniowania na mierzony wskaźnik saturacji  $SaO_2$ :

$$SaO_2 = \frac{a_{mHb_{660}} \cdot D_{c_{940}} - a_{mHb_{940}} \cdot D_{c_{660}} + (a_{mHb_{940}} \cdot L_1 - a_{mHb_{660}} \cdot L_2) \cdot x_p}{(a_{mHb_{660}} + a_{mHbO2_{660}}) \cdot D_{c_{940}} - (a_{mHbO2_{940}} + a_{mHbO2_{660}}) \cdot D_{c_{660}} + M \cdot x_p} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} L_1 &= \left( s_{k_{660}} \cdot (1 - g_k) + a_{H2O_{660}} \cdot (1 - H) \right) \\ \text{gdzie: } L_2 &= \left( s_{k_{940}} \cdot (1 - g_k) + a_{H2O_{660}} \cdot (1 - H) \right) \\ M &= \left( a_{Hb_{940}} + a_{mHbO2_{940}} \right) \cdot L_1 - \left( a_{mHb_{660}} + a_{mHbO2_{660}} \right) \cdot L_2 \end{aligned}$$

natomiast: -  $D_c$  - całkowita gęstość optyczna obiektu wyznaczana dla obu długości fali, określana jako  $D_c = \log(I/T_c)$ ;

-  $a_{mHbO_2}$ ,  $a_{mHb}$  - molowe współczynniki absorpcji odpowiednio hemoglobiny utlenowanej i zredukowanej;

-  $x_p$  - grubość warstwy pulsującej krwi tętnicznej;

-  $H$  - hematokryt;

-  $g_k$  - współczynnik anizotropii krwi;

-  $s_k$  - współczynnik rozpraszania krwi;

-  $a_{H2O}$  - liniowy współczynnik absorpcji wody.

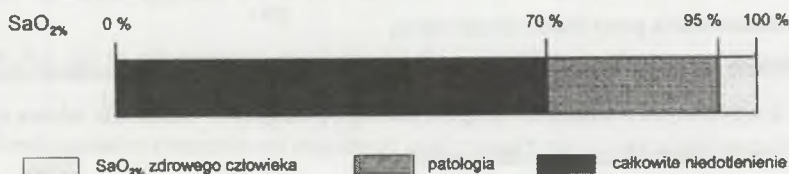
Po przyjęciu wartości liczbowych dla wszystkich współczynników określających parametry optyczne rzeczywistego obiektu żywego [3] zależność (4) daje podstawę do wyznaczenia

funkcji przetwarzania pulsooksymetru. Stała się ona również teoretyczną podstawą zaprojektowanego fizycznego modelu obiektu.

## 2. Cel i zakres pracy

Utlenowanie krwi oraz wartość pulsu zaliczają się do najważniejszych informacji o stanie zdrowia pacjenta i decydują często o jego życiu. Dane dostarczane lekarzowi określają stawianną przez niego diagnozę, a jej trafność zależy od wiarygodności pomiarów.

Pulsooksymetry należą do przyrządów medycznych, których testowanie odbywa się w warunkach klinicznych. Od osób wprowadzanych w stan niedotlenienia jednocześnie z pomiarami pulsooksymetrycznymi pobiera się próbki krwi do badań laboratoryjnych. Jako urządzenia wzorcowe stosuje się przyrządy typu Co-oximeter firmy Instrumentation Laboratories, Lexington, USA [3]. Testowanie ogranicza się do wartości  $SaO_2$  mieszczących się w zakresie od 50% do 100%. Jest to spowodowane ryzykiem nieodwracalnego uszkodzenia mózgu lub śmierci osoby badanej (rys. 2). Dla wartości mniejszych od 50% dokładność pomiaru jest nieokreślona.



Rys. 2. Zakres wartości  $SaO_2$   
Fig. 2. Range of values of  $SaO_2$

### 2.1. Sformułowanie założeń projektowych

W pracy opisano fizyczny model rzeczywistego obiektu, jakim jest zbiór żywych tkanek organizmu. Został on skonstruowany w celu umożliwienia dokonywania pomiarów testujących pulsooksymetrów. W oparciu o wykonywany model stworzono stanowisko laboratoryjne dla celów dydaktycznych.

Wykorzystane zostały wcześniejsze doświadczenia związane z próbą zbudowania modelu testera opartego na strukturze elektromechanicznej, którego idea polegała na wymuszeniu obrotu cieczy pod względem optycznym imitującej krew. Wobec braku stabilnych w czasie płynów symulujących własności krwi zdecydowano się pójść w kierunku rozwiązania w pełni elektronicznego.

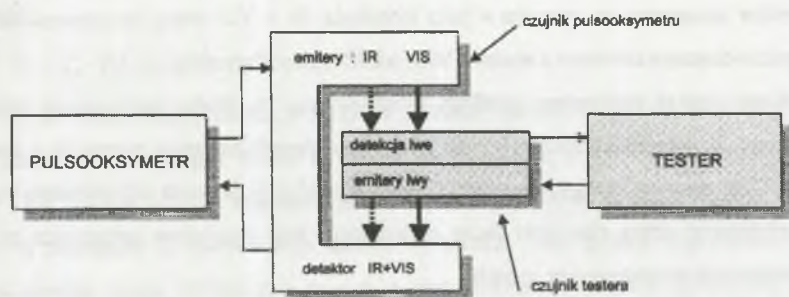
Praca oparta została na założeniach związanych ściśle z zasadą działania pułsooksymetrów jako urządzeń, do testowania których służyć ma skonstruowany przyrząd.

Założono:

- możliwość fizycznej realizacji matematycznego modelu obiektu żywego;
- uniwersalny charakter modelu umożliwiające testowanie różnych pułsooksymetrów;
- możliwość symulacji zmian  $SaO_2$  w zakresie od 0 do 100%, przy czym określenie błędów możliwe jest w zakresie od 75% do 100%; związane jest to z brakiem wzorcowego pułsooksymetru o danej niepewności bezwzględnej w zakresie saturacji  $SaO_2 < 75\%$ ; założono bezwzględną niepewność wyniku pomiaru  $SaO_2$  w zakresie od 75% do 100%, na poziomie nie przekraczającym  $\pm 2\%$ ;
- możliwość zmian wartości tętna w zakresie od 50 do 200 bpm;
- możliwość określenia wpływu na wskazania badanego pułsooksymetru zmian takich parametrów obiektu, jak: hematokryt, grubość obiektu, współczynniki absorpcji i anizotropii rozpraszania promieniowania przez tkanki nieukrwione;
- wykorzystanie diod elektroluminescencyjnych jako źródeł światła quasi-monochromatycznego o określonych wartościach długości fali odpowiadających maksimum widma (658 i 940 nm) oraz określonych szerokościach widm;
- wykorzystanie fotodiod PIN jako selektywnych detektorów promieniowania z zakresu światła widzialnego (VIS) oraz bliskiej podczerwieni (IR) o określonych czułościach spektralnych w tych zakresach.

## 2.2. Idea urządzenia testującego

Zasada działania testera opiera się na symulowaniu własności optycznych krwi, co wynika bezpośrednio z opisanej we wstępie zasady działania pułsooksymetru. Biorąc pod uwagę fakt, że czerpie on informacje o  $SaO_2$  oraz tętnie z parametrów fali świetlnej przenikającej badany obiekt, postanowiono sztucznie zmodulować światło padające, a następnie tak uformowaną falę świetlną podać na detektor pułsooksymetru (rys. 3).



Rys. 3. Koncepcja symulacji własności obiektu

Fig. 3. A concept of simulation of the object properties

Wyznaczenie funkcji zmian natężenia światła daje możliwość odwzorowania efektów, jakie występują przy jego przenikaniu przez naturalne tkanki.  $T_c$  jest transmitancją modelu, wyznaczoną dla obu pomiarowych długości fali, która niesie w sobie informacje o parametrach symulowanego obiektu:

$$T_c = f(SaO_2, puls) = \frac{I_{WY}}{I_{WE}} \quad (5)$$

gdzie:  $I_{WE}$ ,  $I_{WY}$  to odpowiednio natężenie światła padającego na obiekt oraz wysyłanego z obiektu dla dwóch pomiarowych długości fali.

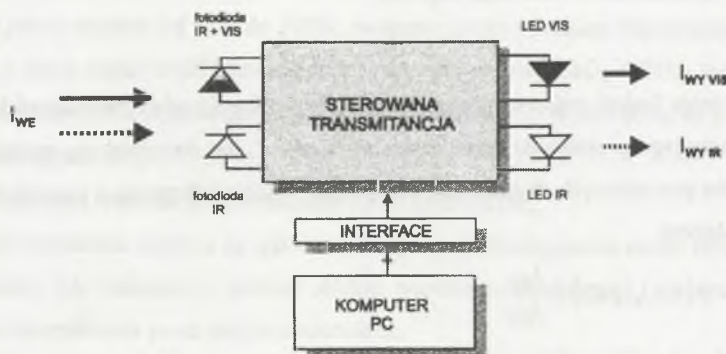
Fundamentalne znaczenie ma znajomość analitycznej postaci oraz współczynników funkcji  $T_c$ , która matematycznie modeluje żywy obiekt pod względem własności optycznych. Matematyczny model obiektu [3] przytoczony we wstępie umożliwił określenie transmitancji  $T_c$ . Strukturę testera w postaci ogólnego schematu blokowego przedstawia rysunek 4.

Źródłami emitowanego przez tester promieniowania są diody elektroluminescencyjne. Przy założonym quasi-monochromatycznym charakterze tego promieniowania parametry diod określone są jako długości fali w punkcie odpowiadającym maksimum widma ( $\lambda$ ) oraz przez jego szerokość ( $\Delta\lambda$ ). W czujniku testera zastosowano dostępne diody LED o następujących parametrach optycznych: **CR10-1M** ( $\lambda = 658 \text{ nm}$ ;  $\Delta\lambda = 20 \text{ nm}$ ), **CR10IRK** ( $\lambda = 940 \text{ nm}$ ;  $\Delta\lambda = 30 \text{ nm}$ ).

Fotodetektorami są fotodiody PIN dostarczające informacji o natężeniu światła padającego  $I_{WE}$ . Detektor oznaczony na rysunku 4 jako fotodioda IR + VIS służy do pomiaru natężenia światła pochodzącego zarówno z emitera VIS, jak IR pulsooksymetru.

Uzyskany sygnał elektryczny podlega przetworzeniu w bloku realizującym sterowaną transmitancję. Zadaniem fotodiody IR jest sterowanie demultipleksacją sygnałów z detektora IR + VIS. Zastosowane elementy optoelektroniczne produkcji Simensa odpowiadają wymaganiom narzuconym przez charakter łącza optycznego. Pod względem optycznym można je scharakteryzować w następujący sposób:

- fotodioda IR + VIS - BPW 34 - zakres widmowy - 400 - 1100 nm, maksimum dla 850 nm;
- fotodioda IR - BP 104 - zakres widmowy - 780 - 1100 nm, maksimum dla 950 nm.



Rys. 4. Schemat blokowy systemu pomiarowego  
Fig. 4. Block diagram of the measurement system

Blok sterowanej transmisji  $T_c$  odpowiada za wygenerowanie odpowiednio zmodulowanych sygnałów doysterowania diod świecących, natomiast całością obliczeń i sterowania obciążony jest komputer PC. Komunikacja pomiędzy komputerem a urządzeniem odbywa się poprzez łącze Centronics, co znacznie ułatwia korzystanie z testera.

### 3. Opis budowy i zasada działania testera pulsooksymetrów

Transmitancja  $T_c$ , określająca zmiany natężenia światła przenikającego obiekt w jego stacjach ekstremalnych, daje możliwość odwzorowania efektów, jakie występują przy transmisji



światła przez naturalne tkanki. W równaniu (6) przedstawiono ogólną postać transmitancji całkowitej:

$$T_c = T_o \cdot T_p(SaO_2, t) \quad (6)$$

gdzie:  $T_o$  jest transmitancją obiektu w stanie odniesienia, natomiast  $T_p$  w stanie pulsacji.

W stanie odniesienia, gdy tętnice są całkowicie skurczone, a grubość obiektu wynosi  $x_1 + x_2$  (rys. 1),  $T_c$  osiąga wartość maksymalną. W momencie napływu krwi uwidacznia się wpływ składowej pulsującej  $T_p$  transmitancji całkowitej obiektu. Gdy tętnice wypełnione są krwią, grubość obiektu osiąga wartość  $x_1 + x_2 + x_p$ , a transmitancja  $T_c$  - wartość minimalną. Modulowana transmitancja  $T_p$  niesie w sobie informację o mierzonym parametrze  $SaO_2$  oraz tętnie. Modulacja ta następuje poprzez cykliczne, zgodne z falą tętna zmiany grubości  $x_p$  od 0 do wartości maksymalnej przyjętej dla obiektu jako 0,01 cm [3].

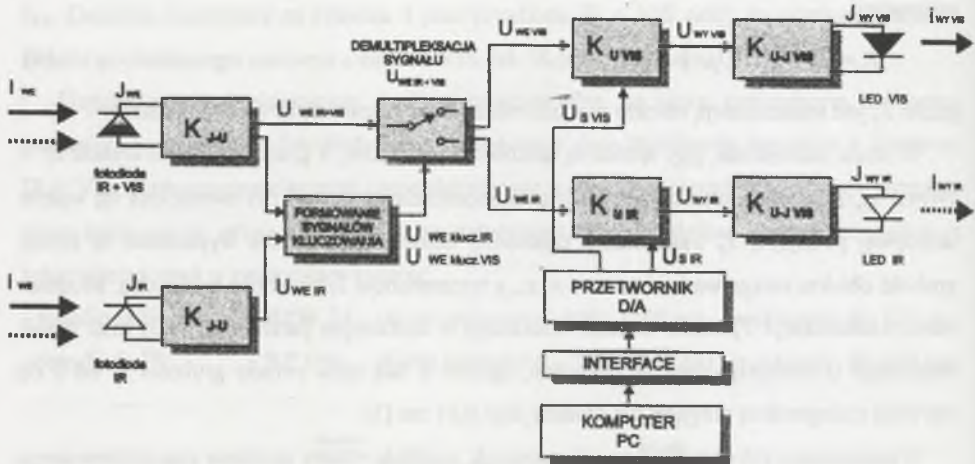
Z zamieszczonych rozważań wynika wniosek, dotyczący istoty działania zaprojektowanego testera. Otóż, znając wartości parametrów optycznych obiektu, można wyznaczyć transmitancje  $T_o$  oraz  $T_p$ , przy czym grubość obiektu  $x_p$  jest funkcją czasu:  $x_p = f(t)$ . Funkcja  $f(t)$  odzwierciedla falę tętna. Przedstawiono przyjętą  $f(t)$  jako funkcję sinusoidalną opisaną równaniem:

$$x_p(t) = x_p \cdot \left( \frac{\sin(2\pi \cdot f \cdot t) + 1}{2} \right) \quad (7)$$

Wartość  $x_p = 0,01$  jest jest maksymalną grubością warstwy pulsującej (rys. 1), natomiast  $f$  jest częstotliwością tętna 1/s, równą wartości tętna w uderzeniach na minutę [bpm] podzielonej przez 60.

### 3.1. Schemat blokowy, równanie i zasada przetwarzania

Rysunek 5 przedstawia szczegółowy schemat blokowy testera.



Rys. 5. Schemat blokowy testera  
Fig. 5. Block diagram of the tester

Detekcję promieniowania padającego  $I_{WE\ IR + VIS}$ , jego przetworzenie oraz wygenerowanie promieniowania wyjściowego realizują bloki oznaczone kolorem ciemniejszym. Bloki: *interfa-* *ce* oraz przetwornik D/A (przetwarza dane cyfrowe na sterujące sygnały analogowe) odpowiedzialne są za komunikację układu z komputerem. Komputer służy do obliczania wartości sygnałów sterujących  $U_{S\ SIR}$  i  $U_{S\ IR}$  oraz do zadawania parametrów testu i odczytu jego wyników.

Funkcja przetwarzania (5) odzwierciedla zależność transmitancji obiektu od zadawanych parametrów. W celu dokonania symulacji należy zrealizować przetworzenie promieniowania wejściowego na wyjściowe:  $I_{WY} = I_{WE} \cdot T_c$ . Fizyczna realizacja tego zadania polega na stworzeniu sterowanej transmitancji. W oparciu o schemat blokowy z rysunku 5 można napisać równania opisujące realizację transmitancji  $T_c$  dla obu pomiarowych długości fali:

$$T_{cVIS} = \frac{I_{WYVIS}}{I_{WEVIS}} = C_{FDVIS} \cdot K_{J-U_{VIS+IR}} \cdot K_{U_{VIS}} \cdot K_{U-J_{VIS}} \cdot C_{LED_{VIS}} \quad (8)$$

$$T_{cIR} = \frac{I_{WYIR}}{I_{WEIR}} = C_{FDIR} \cdot K_{J-U_{IR+VIS}} \cdot K_{U_{IR}} \cdot K_{U-J_{IR}} \cdot C_{LED_{IR}}$$

gdzie:  $C_{FD\ VIS}$ ,  $C_{FD\ IR}$  - czułość fotodiód przetwarzających promieniowanie  $I_{WE\ VIS}$  i  $I_{WE\ IR}$  na natężenie prądu  $J_{WE\ VIS+IR}$ :

$$C_{FD\ VIS} = J_{WE\ VIS}/I_{WE\ VIS};$$

$$C_{FDIR} = J_{WYIR}/I_{WEIR};$$

$K_{J-U VIS+IR}$  - stała przetwarzania konwertera natężenie prądu/napięcie wspólna dla obu długości fali:

$$K_{J-U VIS+IR} = U_{WE VIS}/J_{WE IR} = U_{WE IR}/J_{WE VIS},$$

$K_{U VIS}, K_{U IR}$  - transmitancje sterowane sygnałami  $U_{S VIS}$  i  $U_{S IR}$

$$K_{U VIS} = f(U_{S VIS}) = U_{WE VIS}/U_{WY VIS};$$

$$K_{U IR} = f(U_{S IR}) = U_{WY IR}/U_{WE IR};$$

$K_{U-J VIS}, K_{U-J IR}$  - stałe przetwarzania konwerterów napięcie/natężenie prądu:

$$K_{U-J VIS} = J_{WY VIS}/U_{WY VIS};$$

$$K_{U-J IR} = J_{WY IR}/U_{WY IR};$$

$C_{LED VIS}, C_{LED IR}$  - nachylenia charakterystyk emisyjnych diod LED przetwarzających prąd na promieniowanie wyjściowe.

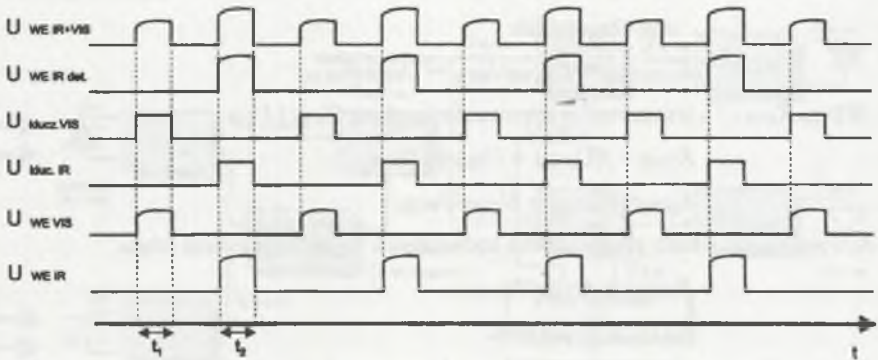
Z równań (8) i rysunku 5 wynika, że wpływ na zmiany  $T_{C VIS}$  i  $T_{C IR}$  uzyskano przez sterowanie transmitancjami  $K_{U VIS}$  i  $K_{U IR}$  za pomocą sygnałów  $U_{S VIS}$  i  $U_{S IR}$ . Znając wartości parametrów układu:  $C_{FD VIS}, C_{FD IR}, K_{J-U VIS+IR}, K_{U-J IR}, C_{LED VIS}, C_{LED IR}$  oraz  $T_{C VIS}$  i  $T_{C IR}$  jako transmitancji obiektu można wyznaczyć:

$$K_{U VIS} = \frac{T_{C VIS}}{C_{FD VIS+IR} \cdot K_{J-U VIS+IR} \cdot K_{U-J VIS} \cdot C_{LED VIS}} \quad (9)$$

$$K_{U IR} = \frac{T_{C IR}}{C_{FD IR} \cdot K_{J-U IR} \cdot K_{U-J IR} \cdot C_{LED IR}}$$

Na podstawie równań (9) oraz znajomości struktury układu elektronicznego realizującego transmitancje  $K_{U VIS}$  i  $K_{U IR}$  wyznaczono zależności określające sygnały sterujące  $U_{S VIS}$  i  $U_{S IR}$  dla obu długości fali promieniowania.

W układzie testera występują charakterystyczne przebiegi czasowe sygnałów, które ilustruje rysunek 6.



Rys. 6. Przebiegi czasowe sygnałów  
Fig. 6. Timing diagram

Promieniowanie wejściowe generowane przez emiterzy pulsooksymetru ma charakter okresowych impulsów świetlnych. Impulsy te pochodzą na przemian od źródła promieniowania czerwonego i podczerwonego. Ich częstotliwość dla każdej długości fali, w wypadku pulsooksymetru Novamatrix, wynosi 1,5 kHz, a czasy trwania  $t_1 = t_2 = 40\ \mu s$ . Detekcja tych sygnałów w czujniku testera odbywa się poprzez jedną fotodiode IR + VIS czułą na promieniowanie z szerokiego zakresu widma (400-1100 nm). Zakres ten obejmuje zarówno światło czerwone - 660 nm, jak i podczerwone - 940 nm. Takie rozwiązanie podyktowane zostało koniecznością zachowania jednakowych dróg optycznych pomiędzy źródłami promieniowania znajdującymi się w czujniku pulsooksymetru i powierzchnią fotodekodera. Fotodiode IR + VIS przetwarza fale świetlne o natężeniach  $I_{WE\ IR}$  i  $I_{WE\ VIS}$  na natężenie prądu  $J_{WE\ VIS+IR}$ , który podlega konwersji na napięcie  $U_{WE\ VIS+IR}$  w przetworniku  $K_{J-U}$ . Napięcie to zawiera informacje o sygnałach świetlnych pochodzących od obu źródeł promieniowania, dlatego konieczne jest przeprowadzenie demultipleksacji. Przeprowadza się ją za pomocą kluczenia sygnału  $U_{WE\ VIS+IR}$ . Praca kluczy analogowych realizujących tę operację musi być zsynchronizowana z przebiegiem wejściowym, tak aby była możliwa transmisja impulsów  $U_{WE\ VIS}$  oraz  $U_{WE\ IR}$  do odpowiadających im bloków  $K_U$ .

Funkcję tę realizuje oddzielny tor detekcji promieniowania IR wraz z blokiem formowania sygnałów kluczenia. Tor detekcji składa się z fotodiody IR czulej na promieniowanie z zakresu 780 - 1100 nm, a więc również na światło pochodzące ze źródła IR - 940 nm. Fotodiode

IR nie przetwarza jednak promieniowania widzialnego, dzięki czemu można ją wykorzystać do detekcji fali IR. Sygnał prądowy z tej fotodiody  $J_{IR}$  jest przetwarzany na napięcie  $U_{WE\ IR}$  w układzie przetwornika prąd/napięcie, analogicznego jak w torze pomiarowym. Ten sygnał z kolei wraz z napięciem  $U_{WE+VIS}$  pochodzącym z toru pomiarowego tworzą sygnały kluczowania  $U_{WE\ klucz}$  dla obu długości fali. Zależności czasowe między omawianymi sygnałami zilustrowano na rysunku 6.

Rozdzielne sygnały  $U_{WE\ VIS}$  oraz  $U_{WE\ IR}$  podlegają modulowaniu, w oddzielnych dla każdego z nich blokach  $K_U$ . Sygnałami modulującymi są napięcia  $U_S\ VIS$  i  $U_S\ IR$  pochodzące z dwukanałowego przetwornika D/A. Cyfrowe postacie tych sygnałów tworzy program komputerowy.

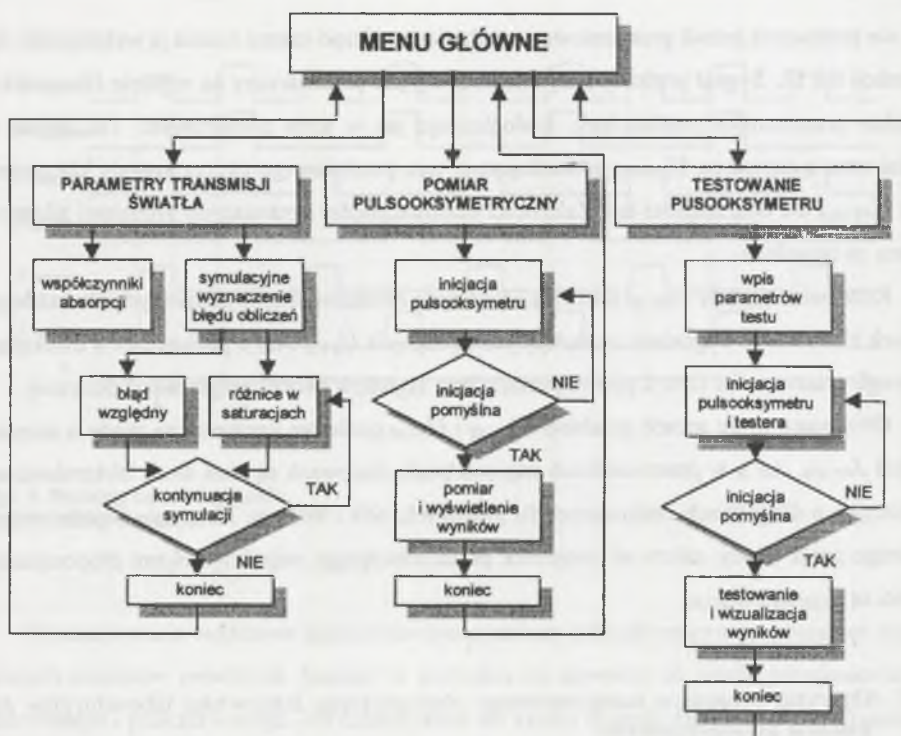
Otrzymane w ten sposób przebiegi  $U_{WY\ VIS}$  i  $U_{WY\ IR}$  podlegają konwersji na prądy o natężeniach  $J_{WY\ VIS}$ ,  $J_{WY\ IR}$  w przetwornikach napięcie/prąd. Sterowane są nimi diody elektroluminescencyjne o długościach emitowanych fal świetlnych: 658 i 940 nm. Natężenie światła emitowanego przez diody zależy od natężenia prądu sterującego, współczynnikami proporcjonalności są  $C_{LED\ VIS}$  i  $C_{LED\ IR}$ .

### 3.2. Algorytm programu komputerowego obsługującego stanowisko laboratoryjne do badania pulsooksymetrów

Celem pracy było stworzenie dydaktycznego stanowiska laboratoryjnego do badania pulsooksymetrów przy wykorzystaniu komputera PC. Obsługa testera jest tylko częścią zadań komputera. Algorytm napisanego programu umieszczono na rysunku 7.

Program zawiera trzy części odpowiedzialne za wykonywanie różnych opcji:

1. **Parametry transmisji światła** - umożliwia użytkownikowi zapoznanie się z optycznymi parametrami obiektu żywego poddawanego pomiarom pulsooksymetrycznym oraz wpływem zmian długości fali promieniowania na wyniki tych pomiarów [4].



Rys. 7. Algorytm programu obsługi  
Fig. 7. Algorithm for the control program

2. **Pomiar pulsooksymetryczny** - stwarza możliwość wykonania standardowego pomiaru pulsooksymetrycznego urządzenia Novamatrix. Pulsooksymetr ten stanowi kartę rozszerzeń do komputera.
3. **Testowanie pulsooksymetru** - opcja umożliwia wykonywanie badań pulsooksymetru wchodzącego w skład stanowiska laboratoryjnego. Struktura tej części programu poddyktowana została koniecznością obsługi zarówno testera, jak i pulsooksymetru. W pierwszej kolejności zapisywane są zadawane parametry testu:  $SaO_2$ , tętno, hematokryt, grubość tkanek nieukrwionych obiektu, współczynnik absorpcji oraz anizotropii tych tkanek. Następnie obliczane są wartości napięć  $U_{WE\ VIS}$  i  $U_{WE\ IR}$  sterujących modulacją promieniowania świetlnego. Wizualizowany jest wynik testu w postaci wartości  $SaO_2$  i tętna - zadanych oraz zmierzonych przez pulsooksymetr.

#### 4. Przebieg i wyniki testowania wykonywanego urządzenia

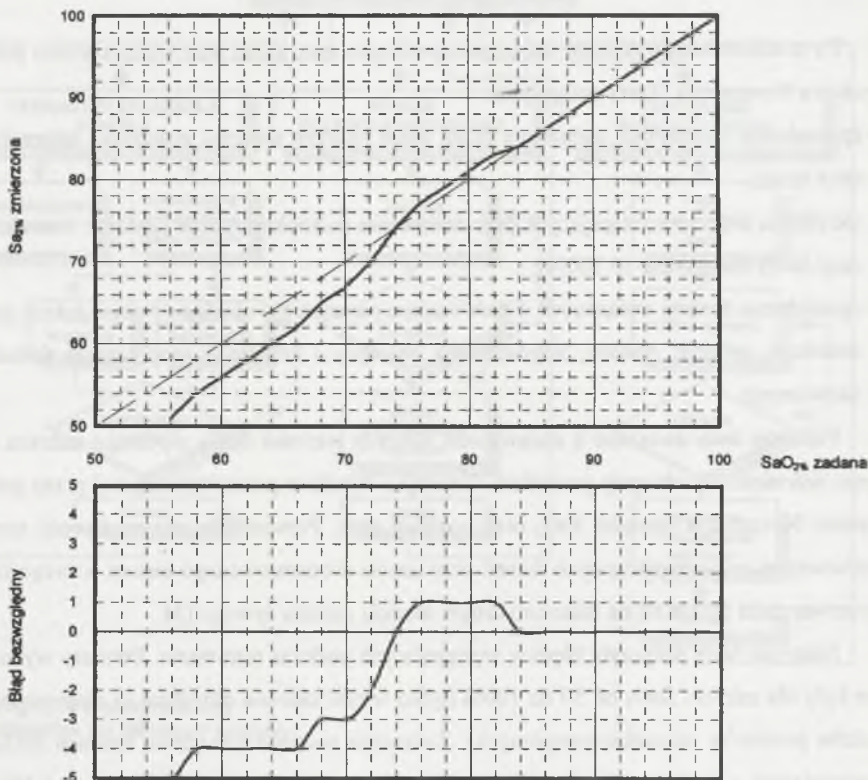
Po uruchomieniu wykonane urządzenie podlegało testowaniu przy wykorzystaniu pulsooksymetru Novamatrix. Testy polegały na:

- sprawdzeniu możliwości zadawania przez tester różnych wartości wskaźnika saturacji  $SaO_2$  oraz tętna;
- określeniu błędów występujących przy testowaniu pulsooksymetrów (zadając wartości saturacji  $SaO_2$  dla zakresu 50 100%);
- sprawdzenie funkcji związanych z zadawaniem parametrów obiektu żywego, takich jak: hematokryt, grubość obiektu, współczynnik absorpcji i anizotropii rozpraszania tkanek nieukrwionych.

Pierwsze testy związane z zadawaniem różnych wartości  $SaO_2$  z pełnego zakresu zmian tego wskaźnika przebiegały pomyślnie. Uzyskano wyniki w postaci zmierzonej przez pulsooksymetr Novamatrix wartości  $SaO_2$  oraz wartości tętna. Potwierdziły one możliwość symulacji parametrów optycznych żywych tkanek przy użyciu skonstruowanego testera, którego funkcja przetwarzania opiera się na matematycznym modelu obiektu żywego [3].

Następne testy dotyczyły błędów występujących podczas testowania. Pomiaru wykonywane były dla zakresu  $SaO_2$  od 50 do 100% (tylko w tym zakresie określane są niepewności wyników pomiarów pulsooksymetrycznych). Zadawanie wartości wskaźnika saturacji  $SaO_2$  przeprowadzono z krokiem 2%. Różnice w zadanych i zmierzonych saturacjach oraz błąd bezwzględny popełniony podczas pomiaru urządzeniem Novamatrix przedstawia rysunek 8.

Analizując wyniki testu, należy stwierdzić, że w zakresie  $SaO_2$  od 73% do 100% błąd nie przekracza  $\pm 1\%$   $SaO_2$ , czyli utrzymuje się w zakresie dopuszczalnej niepewności wyników pomiarów pulsooksymetrycznych. Poniżej saturacji 73% występuje wzrost jego wartości. Jednym z powodów jest prawdopodobnie inna długość fali promieniowania emitowanego przez tester w stosunku do przyjętej dla tego pulsooksymetru. W oparciu o symulację umożliwiającą badanie wpływu zmian długości fali na wynik pomiaru pulsooksymetrycznego [4] (opcja „Parametry transmisji światła” programu obsługi stanowiska laboratoryjnego) możliwe jest symulacyjne określenie tych błędów, po założeniu długości fali promieniowania diod elektroluminescencyjnych czujnika pulsooksymetru oraz testera.



Rys. 8. Błąd przy pomiarze  $SaO_2\%$   
 Fig. 8. Error of  $SaO_2\%$  measurement

Zbadano również wpływ na wskazania testowanego pulsooksymetru takich parametrów obiektu, jak: hematokryt, grubość obiektu, współczynniki absorpcji i anizotropii rozpraszania promieniowania przez tkanki nieukrwione. Spośród tych parametrów największy wpływ na zmierzone wartości  $SaO_2$  ma współczynnik absorpcji tkanek nieukrwionych. Wzrost jego wartości powoduje zawyżanie wskazań pulsooksymetru. Jest to związane z czułością pulsooksymetru na zmiany natężenia promieniowania  $I_{wy}$ . Wzrost pochłaniania przez warstwę tkanek nieukrwionych niekorzystnie powiększa stosunek gęstości optycznej obiektu w stanie odniesienia do zmian gęstości optycznej w stanie pulsacji niosących informację o mierzonym parametrze  $SaO_2$ .



Stworzone stanowisko laboratoryjne umożliwia prowadzenie zajęć dydaktycznych ze studentami specjalności elektronika biomedyczna. Zapoznaje ich z problematyką pomiarów pulsooksymetrycznych, w szczególności z optycznymi parametrami obiektu żywego oraz wpływem zmian długości fali promieniowania na wyniki tych pomiarów [4]. Umożliwia zmierzenie saturacji  $SaO_2$  i tętna pulsooksymetru Novamatrix. Za pomocą testera mogą być wykonywane badania pulsooksymetrów pod kątem dokładności wskazań.

Skonstruowany tester podlega obecnie wzorcowaniu w celu wprowadzenia poprawek do jego funkcji przetwarzania usuwających błędy systematyczne. Przeprowadzenie badań na większej liczbie pulsooksymetrów różnych producentów da możliwość oceny jego przydatności w projektowaniu i testowaniu pulsooksymetrów.

## LITERATURA

1. Zijlstra W.G., Oeseburg B.: *Definition and notation of haemoglobin oxygen saturation*, IEEE Trans. Biomed Eng., 1989.
2. Cysewska-Sobusiak A., Jedwabny T., Wilczyński G.: *System komputerowy do badań pulsooksymetrycznych*, Elektronizacja, 1992.
3. Cysewska-Sobusiak A.: *Problemy metrologiczne identyfikacji cech żywego obiektu poddanego nieinwazyjnej transiluminacji*, WPP, Poznań 1995.
4. Sobotnicki A., Markiewicz L.: *Badanie wpływu zmian długości fali promieniowania na wyniki pomiarów pulsooksymetrycznych*, Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej, Gliwice 1997.

Recenzent: Dr hab.inż. Anna Cysewska-Sobusiak

Wpłynęło do Redakcji 30.06.1997 r.

## Abstract

Pulse oximetry is a method to monitor the oxygen saturation of the arterial blood noninvasively and continuously. This method has become indispensable in almost all aspects of modern medical practice, especially for life support in anaesthesia. This method consists on optical ra-

diation analysis. It is very important to control an accuracy of these measurements. This work presents a physical model of the living object, which is a main part of laboratory stand for testing of pulse oximeters. The principle of work of the testing system is based on the simulation of the optical properties of blood, arising directly from concept of pulse oximetry. Since the device acquires the information about  $SaO_2$  and pulse from the parameters of a light beam penetrating an object, the incident light is artificially modulated and directed to the detector of a pulse oximeter. A laboratory stand can be used for the purpose of education, however, it seems to be useful in aiding design and service of the pulse oximeters.



*[The following text is extremely faint and largely illegible due to low contrast and blurring. It appears to be a continuation of the article's text, possibly describing the experimental setup or results.]*